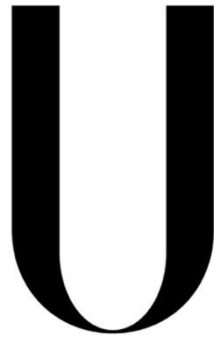


Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

---

UNIVERSIDADE  
DE LISBOA

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade  
dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela  
técnica self-etch

Márcia Raquel Pimenta Balasteiro

Orientadores:  
Professor Doutor Alexandre Cavalheiro  
Dra. Catarina Coito

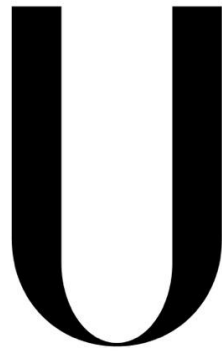
Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

Universidade de Lisboa  
Faculdade de Medicina Dentária



LISBOA

---

UNIVERSIDADE  
DE LISBOA

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade  
dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela  
técnica self-etch

Márcia Raquel Pimenta Balasteiro

Orientadores:  
Professor Doutor Alexandre Cavalheiro  
Dra. Catarina Coito

Dissertação

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

2019

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

## **AGRADECIMENTOS**

Em primeiro lugar, ao meu orientador, Professor Doutor Alexandre Cavalheiro, pela sua disponibilidade, pela motivação, orientação imprescindível e essencialmente por nunca me deixar desistir deste projeto. Foi um gosto tê-lo como orientador.

À minha coorientadora, Doutor Catarina, pelo incentivo na realização deste trabalho, pela boa disposição e pela constante preocupação em clarificar todas as minhas dúvidas.

À Doutora Joana Cruz, por todas as horas despendidas no laboratório a auxiliar-me em todo o procedimento experimental, necessário para a realização deste trabalho de investigação.

Ao Professor Doutor Henrique Luís, pela ajuda a clarificar as minhas dúvidas de estatística.

Ao Departamento de Dentisteria Operatória da Faculdade de Medicina Dentária de Lisboa, pela motivação e pelo conhecimento transmitido ao longo dos últimos anos.

À minha família, que ao longo de todo o meu percurso académico, sempre me apoiou. Ao meu pai, que apesar da distância, sempre me deu muita força e motivação. Um enorme obrigado pelo amor, pelo carinho e por todas as chamadas durante horas. Sempre me fez acreditar em mim e neste projeto. À minha mãe, que nunca me deixou sozinha. Que sempre me deu um abraço nos momentos mais difíceis, pela paciência, pelo seu sorriso e por ser a amiga e a melhor mãe que poderia desejar.

À minha dupla, André, por estes anos de entreajuda, partilha e principalmente pela nossa grande amizade. Pelo apoio, pela força, pelas gargalhas e por ser a melhor dupla que podia ter. Muito obrigada por estes anos de trabalho e por nunca me deixares desistir nos momentos mais difíceis.

Ao meu melhor amigo, Tiago Silva, que já atura a minha maluquice há mais de 10 anos. Pelos dias que passamos juntos na biblioteca, por todas as tardes “perdidas” a tentar “estudar”, pelas chamadas de horas infinitas a ouvir as minhas parvoíces e principalmente, por mesmo distante durante um ano, nunca se ter afastado e a nossa amizade continuar tão especial. Sabes que um obrigado nunca vai ser suficiente.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

À minha querida amiga, Ana, que foi fundamental neste percurso. Pelos bolinhos, pelos jantares, pelas gargalhas, e por saber como me fazer sorrir quando só tinha vontade de chorar. Por nunca deixar de me mandar mensagem de boa sorte e por estar presente todos os dias.

À Alícia, Patrícia e Vitalina, pela amizade, pelo apoio, pelas viagens ao Montijo. Pelas gargalhas, pelas lágrimas, e principalmente por serem tão genuínas e carinhosas.

À minha amiga, Loira, por ser tão doida e teimosa. Por me obrigar a sair, mesmo quando estava imensamente cansada. Por nunca desistir da nossa amizade “complicada”, mas tão forte e verdadeira.

Ao meu namorado, Nuno, pelo carinho, motivação e sobretudo pela enorme paciência. Por ser uma inspiração e por se preocupar constantemente em fazer-me feliz.

Por último, quero agradecer ao Senhor Virgílio e à Dona Ana, por serem os melhores patrões que podia ter. Estes 5 anos de trabalho, numa área diferente da minha zona de conforto, foram fundamentais para me tornar uma pessoa mais responsável, humilde e principalmente mais organizada e empenhada.

A todos vocês, um enorme obrigado.

## RESUMO

**Objetivo:** Quantificar a permeabilidade dentinária, medida em termos de condução hidráulica, de um sistema adesivo universal, OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), aplicado na dentina, de acordo com a estratégia de self-etch, utilizando diferentes tempos de polimerização.

**Materiais e Métodos:** Trinta dentes foram preparados e aleatoriamente divididos por 3 grupos de estudo, (N=30): Grupo A (controlo): 10 segundos de polimerização, Grupo B: 20 segundos de polimerização, Grupo C: 40 segundos de polimerização. Inicialmente, mediu-se a permeabilidade máxima de cada espécime. Seguidamente, foi aplicado o adesivo pela técnica self-etch, com pressão de 0 cm H<sub>2</sub>O e polimerizado durante 10, 20 ou 40 segundos, de acordo com cada grupo. Durante um intervalo de 6 minutos, a permeabilidade foi medida a cada 2 minutos, de modo a determinar a taxa de fluxo em milímetros por minuto. Os resultados do teste de permeabilidade foram analisados com o teste paramétrico *one-way* ANOVA, após garantida a normalidade e homogeneidade das variâncias, segundo os testes *Shapiro-Wilk* e *Levene*.

**Resultados:** O grupo B obteve o valor mais elevado de redução de permeabilidade ( $77\pm 12\%$ ), seguido do grupo A ( $67\pm 20\%$ ), e por último, o grupo C ( $62\pm 18\%$ ). Contudo, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os três grupos experimentais analisados ( $p>0,05$ ).

**Conclusão:** Apesar de se verificar uma redução da permeabilidade dentinária em todos os grupos testados, não existem diferenças na redução de permeabilidade com o aumento do tempo de polimerização do adesivo universal testado. Assim, temos de aceitar a hipótese nula de que a permeabilidade dentinária não é influenciada por um tempo de polimerização mais prolongado.

**Palavras-chave:** sistemas adesivos, sistemas adesivos universais, permeabilidade dentinária; grau de conversão; polimerização.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch



## ABSTRACT

**Aim:** To quantify the dentin permeability, measured in terms of hydraulic conduction of a universal adhesive system, OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, USA), applied to dentin according to the self-etch strategy, using different polymerization times.

**Materials and Methods:** Thirty teeth were prepared and randomly divided into 3 study groups, (N = 30), Group A (control): 10 seconds polymerization, Group B: 20 seconds polymerization, Group C: 40 seconds polymerization. Initially, was measured the maximum permeability of each specimen. The adhesive was then applied by the self-etch technique at 0 cm H<sub>2</sub>O pressure and polymerized for 10, 20 or 40 seconds. Over a 6 minute interval, permeability was measured every 2 minutes to determine the flow rate in millimeters per minute. The results of the permeability test were analyzed with the parametric test *one-way* ANOVA, after ensuring the normality and homogeneity of variances, according to the *Shapiro-Wilk* and *Levene tests*.

**Results:** Group B obtained the higher permeability reduction ( $77\pm 12\%$ ), followed by group A ( $67\pm 20\%$ ), and at last, by group C ( $62\pm 18\%$ ). Nonetheless, there were no statistically significant differences between the three experimental groups analyzed ( $p>0,05$ ).

**Conclusion:** Although dentin permeability was reduced in all tested groups, there were no differences in permeability reduction with the polymerization time of the universal adhesive tested. Thus, we must accept the null hypothesis that dentin permeability is not influenced by a longer polymerization time.

**Key-Words:** adhesive systems, universal adhesive systems, dentin permeability; degree of conversion; polymerization.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

## ÍNDICE

<b>AGRADECIMENTOS.....</b>	<b>iii</b>
<b>RESUMO .....</b>	<b>v</b>
<b>Palavras-chave .....</b>	<b>v</b>
<b>ABSTRACT .....</b>	<b>vii</b>
<b>Key-Words .....</b>	<b>vii</b>
<b>LISTA DE FIGURAS E TABELAS:.....</b>	<b>xi</b>
<b>ABREVIATURAS:.....</b>	<b>xii</b>
<b>I. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1. Classificação dos sistemas adesivos .....	3
1.1 Etch-and-rinse.....	4
1.2 Etch-and-dry .....	5
1.3 Adesivos universais .....	7
2. Permeabilidade.....	8
3. Polimerização.....	9
<b>II. OBJETIVO.....</b>	<b>12</b>
<b>III. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>14</b>
1. Tipo de estudo.....	14
2. Design do estudo.....	14
3. Materiais Utilizados .....	14
4. Preparação dos dentes .....	15
5. Ensaio de Permeabilidade.....	16

6. Distribuição e tratamento dos segmentos das coroas .....	17
<b>IV. ANÁLISE ESTATÍSTICA .....</b>	<b>21</b>
<b>V. RESULTADOS.....</b>	<b>22</b>
<b>VI. DISCUSSÃO .....</b>	<b>24</b>
<b>VII. CONCLUSÃO .....</b>	<b>28</b>
<b>VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....</b>	<b>30</b>
<b>IX. ANEXOS .....</b>	<b>40</b>

## LISTA DE FIGURAS E TABELAS:

**Figura 1** - Dente colado ao suporte acrílico através de cera colante.

**Figura 2** - Primeiro corte a 1-2mm da CEJ.

**Figura 3** - Disco de dentina.

**Figura 4** - Aplicação de ácido fosfórico a 37% na porção pulpar do disco de dentina.

**Figura 5** - Disco de dentina colado em peças acrílicas standardizadas (1cmx0,5cmx1cm) com godiva.

**Figura 6** - Polimento do disco de dentina com discos de polimento de grão 600.

**Figura 7** - Diagrama esquemático do aparelho utilizado nas medições da permeabilidade dentinária (adaptado de (Sahin et al. 2012)).

**Figura 8** - Aparelho utilizado nas medições da permeabilidade dentinária.

**Figura 9** - *Optibond™ universal single-component universal adhesive (Kerr, Orange, CA, EUA)*.

**Tabela 1:** Materiais utilizados e a sua respetiva descrição.

**Tabela 2:** Valores de média, desvio padrão, mínimo e máximo de permeabilidade, em percentagem, por grupo experimental.

**Tabela 3:** Testes de *Shapiro-Wilk* para avaliação da normalidade da distribuição de valores.

**Tabela 4:** Testes de *Levene* para avaliação de homogeneidade da variância.

**Tabela A. 1:** Estatística descritiva dos valores de permeabilidade dentinária.

**Tabela A. 2:** Testes *post-hoc* segundo o método de Tukey, para comparação dos diferentes grupos experimentais.

**Diagrama 1-** Extremos e quartis das permeabilidades (%) dos três grupos testados.

## **ABREVIATURAS:**

**4- META** – Ácido 4-metacrilóiloxietil trimelítico (*4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid*)

**Bis-GMA** – Bisfenol A di-glicil metacrilato etoxilado (*Ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate*)

**CEJ** – junção amelo-cementária (*cementoenamel junction*)

**ED** – Etch-and-dry

**ER** – Etch-and-rinse

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

**HEMA** – 2-hidroxietil metacrilato

**MDP** – monómero metacriloxidecil fosfato (*10-methacryloyloxydecyl dihydrogen phosphate monomer*)

**UDMA** – Uretano dimetacrilato (*Urethane Dimethacrylate*)

**ANOVA** – análise multivariada da variância (*Multivariate Analyse of Variance*)

**P<sub>a</sub>** – Permeabilidade de cada espécime após a aplicação e fotopolimerização do adesivo

**P<sub>b</sub>** – Permeabilidade máxima de cada espécime ( $P_b = 100\%$ ),

### **Símbolos:**

**%** – Percentagem

***n*** – Tamanho da amostra

***p*** – Significância estatística

**μL cm<sup>-2</sup>. min<sup>-1</sup>. cm H<sub>2</sub>O<sup>-1</sup>** – unidade de condutância hidráulica (microlitro por centímetro quadrado por minuto por centímetro de água)

### **Unidades:**

**rpm** – rotação por minuto - unidade de velocidade angular

**mm** – unidade de medida (milímetro)

**min** – unidade de tempo (minuto)

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch



## I. INTRODUÇÃO

Nos últimos 50 anos, os sistemas adesivos têm sido alvo de grandes mudanças, tanto na sua composição, como no seu modo de aplicação. (1) As atuais exigências na área Dentisteria restauradora moderna, têm proporcionado o seu rápido progresso e desenvolvimento, existindo neste momento disponíveis, um grande número de adesivos. (1-4)

A introdução do condicionamento ácido, por Buonocore (ataque ácido ao esmalte com ácido fosfórico a 85%), permitiu criar um sistema de adesão à dentina (5), que veio revolucionar a técnica de restauração adesiva, conseguindo-se que as grandes preparações, propostas por Black, fossem gradualmente substituídas por preparações menores e mais conservadoras. (6)

Os sistemas adesivos são misturas constituídas por diversos componentes, entre eles, monómeros resinosos com viscosidades e pesos moleculares diferentes, solventes orgânicos e diluentes resinosos. (2,7-9) Os monómeros resinosos podem ser hidrofóbicos ou hidrofílicos. Os monómeros hidrofílicos são frequentemente utilizados, uma vez que apresentam maior compatibilidade com a humidade intrínseca do substrato dentinário. (10) Comparativamente, tem-se verificado que os monómeros hidrofóbicos como apresentam maior viscosidade e peso molecular, demonstram maior resistência mecânica e estabilidade. (11)

O princípio da adesão baseia-se num processo de troca, no qual os monómeros de resina aplicados sobre a estrutura dentária substituem os minerais removidos dos tecidos duros. (12) Esse processo envolve duas fases. Uma primeira fase, em que o fosfato de cálcio presente no esmalte e na dentina é removido e consequentemente inúmeras microporosidades são formadas, e uma segunda fase, designada fase de hibridação que envolve a infiltração e subsequente polimerização *in situ* de resina dentro das microporosidades, promovendo assim uma adesão micromecânica. (3,13) É importante salientar, que a longevidade clínica e biológica dos sistemas adesivos, está muito depende do desempenho do adesivo utilizado e da integridade da interface adesiva criada entre o material restaurador e o substrato dentinário. (5,14-17)

Atualmente, sabemos o processo de adesão é diferente no esmalte e na dentina. O esmalte trata-se de um tecido composto por cristais de hidroxiapatite 96% (p/v),

sendo que 4% (p/v) representam água e matéria orgânica (18). Neste tipo de substrato, a adesão é bastante simples e conseguida através do condicionamento com ácido fosfórico, promovendo a desmineralização seletiva dos prismas de esmalte, formando-se porosidades e microporosidades, onde o sistema adesivo se infiltrará e será fotopolimerizado. (19,20) A retenção mecânica que daí advém é bastante forte e duradoura. (21)

A dentina é um substrato composto por 50% (p/v) de hidroxiapatite, 30% (p/v) colagénio e 20% (p/v) água, apresentando comparativamente ao esmalte, menor dureza e energia de superfície. (22) Caracteriza-se por apresentar túbulos dentinários, e consequentemente, tem uma permeabilidade que não existe no esmalte. (22) Uma vez que quantidade de túbulos dentinários por unidade de área aumenta com a proximidade da polpa, a permeabilidade também tende a ser mais elevada. (22–25) Deste modo, o sucesso da adesão à dentina depende da localização anatômica onde se realiza a restauração, uma vez que em zonas mais permeáveis, a adesão é menos eficaz. (24,26,27) A adesão à dentina é, ainda um processo complexo e imprevisível, e apesar da constante evolução dos sistemas adesivos, a sua heterogeneidade e a humidade natural, dificultam o procedimento adesivo, constituindo assim, um desafio clínico a ser superado. (2,3,13,24,28,29)

## 1. Classificação dos sistemas adesivos

Após o desenvolvimento de vários estudos, tanto *in vitro* como *in vivo*, são cada vez mais os adesivos disponíveis no mercado. Atualmente, os adesivos são classificados de acordo com sua interação com o esmalte e dentina, e também, consoante o número de passos que apresentam. (2–4,7,30,31)

Podem ser divididos em sistemas *etch-and-rinse* (ER) de três ou de dois passos e sistemas *self-etch* (SE) de dois passos ou de um passo. (2,3,30) É a forma como interagem com a *smear layer* que permite diferenciar os dois sistemas. (7,10) No modo ER, existe a remoção da *smear layer*, enquanto que no modo SE, a *smear layer* é modificada e incorporada no processo de adesão. (2,3,7) A *smear layer* trata-se de uma camada formada por bactérias, detritos inorgânicos, orgânicos e fluido dentinário, podendo ser encontrada sobre o esmalte e dentina. Na dentina, é designada *smear plugs* e trata-se de *smear layer*, que penetra os túbulos dentinários. Quando está presente, verifica-se uma redução significativa da permeabilidade dentinária. (32,33)

## 1.1 Etch-and-rinse

Os adesivos ER podem subdividir-se em dois grupos: adesivos *etch-and-rinse* de três passos (ácido + *primer* + adesivo) ou de dois passos (ácido + *primer/adesivo*). (3,34) Também denominados de *total etch*, são caracterizados por apresentam uma primeira etapa que consiste no condicionamento com ácido fosfórico, aplicado simultaneamente no esmalte e na dentina. (3,13) O principal objetivo desta etapa é remover a *smear layer* e desmineralizar superficialmente a dentina, promovendo a abertura dos túbulos dentinários e a exposição de uma rede de fibras de colagénio densa, criando uma superfície microporosa. (24,35,36) Essa etapa de condicionamento ácido desmineraliza a dentina numa profundidade de 5-8µm, expondo a matriz fibrilar do colágeno. (37,38) Seguidamente, a superfície deve ser enxaguada e seca com cuidado para remover apenas o excesso de água, pois se ocorrer uma secagem excessiva da dentina, as fibras de colagénio deixarão de estar suportadas e colapsarão. (28,37,39–42)

Após esta etapa procede-se à aplicação de um *primer*. Este contém monômeros de resina específicos, como o HEMA (2-hidroxietil metacrilato), que apresenta propriedades simultaneamente hidrofóbicas e hidrofílicas. É responsável por transformar a superfície da dentina hidrofílica em uma superfície hidrofóbica. (14,43) O primer encontra-se dissolvido em solventes orgânicos (35,44) como a acetona, o álcool e a água, que permitem a penetração de monômeros na matriz de colágeno e removem a água remanescente da superfície dentinária. (43)

Finalmente, a resina adesiva é aplicada. Constituída por monômeros hidrofóbicos, tais como Bis-GMA (bisfenol glicidil metacrilato), UDMA (uretano dimetacrilato) e TEG-DMA (triétilenoglicol dimetacrilato), que penetram na matriz de colágeno exposta e nos túbulos dentinários (6) e têm como objetivo formar extensões de resina dentro dos túbulos dentinários, denominados de prolongamentos dentinários (*resin tags*). Forma-se então, a camada híbrida que resulta do colagénio, resíduos de hidroxiapatite, primer e resina, (6,13,45) proporcionando a retenção micromecânica necessária para a união do sistema ao substrato, onde é aplicado. (14,46)

Os adesivos *etch-and-rinse* de dois passos, após o condicionamento ácido, apresentam uma única etapa, uma vez que se aplica uma mistura de monómeros de resina (*primer/adesivo*). (34,47)

Têm sido várias as falhas detetadas neste tipo de sistema. Temos o problema causado pelo condicionamento excessivo da dentina com ácido fosfórico, que provoca

uma desmineralização muito profunda, torna difícil a penetração da resina, e pode originar uma zona de colagénio desmineralizado não suportado e não protegido por resina. (48) Há uma maior suscetibilidade à degradação, uma vez que pode levar à formação de uma zona porosa sob a camada híbrida, originando um processo denominado nanoinfiltração, a longevidade da restauração fica comprometida, (15,49) podendo ainda, causar sensibilidade pós-operatória. (14,50)

Outro problema frequentemente encontrado, é a particular dificuldade em estabelecer a humidade ideal que permita alcançar valores de adesão satisfatórios. Os adesivos são aplicados sobre dentina húmida, (49) e se por um lado, não pode haver excesso de água na dentina, que poderá causar a diluição dos componentes do *primer* e da resina fluída, interferindo com a sua polimerização, (16,39,49,51–53) por outro lado, se ocorrer uma secagem excessiva da dentina, as fibras de colagénio deixarão de estar suportadas e colapsarão, dificultando ou mesmo impedindo a penetração da resina. (3,39,41,42) Este problema pode ser atenuado/resolvido, com o solvente existente no *primer*. Parece que os sistemas que contêm água são os mais permissivos à hidratação da dentina desmineralizada. (54) No esmalte, este problema não existe uma vez que condicionamento ácido leva a um aumento da área de adesão e consequentemente da energia de superfície, por este ser um tecido maioritariamente inorgânico. (3)

## 1.2 Etch-and-dry

Como alternativa aos adesivos *etch-and-rinse*, e uma vez que a principal causa de falhas no processo de adesão ao substrato dentinário é a nanoinfiltração, foram desenvolvidos os sistemas de adesivos denominados *Etch-and-dry* ou *Self-etch*. (55) Estes adesivos têm tentado simplificar e reduzir o número de passos durante a sua aplicação, combinando os seus vários componentes no menor número de passos possível. (7,35,56)

Os adesivos *etch-and-dry*, não requerem o passo de condicionamento ácido. Tornam a *smear layer* permeável sem a remover por completo. (7,47) São constituídos por monómeros acídicos que, simultaneamente condicionam e infiltram a dentina e o esmalte, sem enxaguamento. (35,36,47,57,58) Esta nova técnica permite que a *smear layer* seja incorporada na camada híbrida. (59)

Podem ser divididos em sistemas de dois ou um passo. (2) Nos adesivos de dois passos, a aplicação do *primer* acídico é seguida da resina adesiva, enquanto que os

adesivos de um passo ou *all-in-one*, combinam num só frasco, o condicionador, o *primer* e o adesivo. (7,10)

Os adesivos ED podem ainda ser subdivididos consoante o poder de desmineralização ou pH da solução adesiva: forte ( $\text{pH} \leq 1$ ), intermédia (pH entre 1-2) e suave ( $\text{pH} > 2$ ). (2,3,6,59) O comportamento dos adesivos ED com pH mais baixo assemelha-se ao condicionamento produzido pelo ácido fosfórico dos adesivos ER. (60) Adesivos com mais elevado pH, produzem uma camada híbrida muito fina, deixando uma quantidade substancial de cristais de hidroxiapatite em torno das fibras de colagénio.(3)

Inicialmente, os sistemas adesivos ED utilizavam exclusivamente a retenção mecânica, como forma de adesão, (12) no entanto, esta demonstrou ser insuficiente e recorreu-se adicionalmente à retenção química, (28,61) utilizando monómeros funcionais, como o 4-META (Ácido 4-metacriloiloxietil trimelítico), o Fenil-P (*p*-Fenilenodiamina) e o 10-MDP (monómero metacrilódecil fosfato), que apresentam a capacidade de se ligarem quimicamente, através ligações iónicas, ao cálcio de hidroxiapatite. (36,57,61,62)

Os adesivos ED apresentam diversas vantagens bastante apelativas e desejadas, como o reduzido tempo de aplicação clínica, menor sensibilidade da técnica e menor sensibilidade pós-operatória, comparativamente aos sistemas adesivos convencionais. Estes sistemas permitem ainda, a simultânea desmineralização e infiltração da resina no substrato dentário, que demonstra diminuir o colapso das fibras de colagénio, principal problema apresentado pelos sistemas ER. (3,63,64) Apesar das inúmeras vantagens demonstradas, estes adesivos apresentam falhas importantes que devem ser melhoradas. A versão simplificada destes adesivos, e curiosamente a versão de dois passos dos adesivos convencionais, após a polimerização, funcionam como membranas semi-permeáveis e são mais suscetíveis à sorção de água. (36,45) Vários estudos *in vivo* e *in vitro* demonstraram uma rápida degradação, comparativamente aos adesivos que apresentam o passo de aplicação da resina hidrofóbica (convencional 3 passos e autocondicionantes de 2 passos). Conseguiu-se resolver este problema através da aplicação de uma camada adicional de resina hidrofóbica, uma vez que a membrana semipermeável formada é neutralizada após a sua aplicação. (36,45) Também tem sido referido, que as camadas de adesivo criadas por estes sistemas são, demasiado finas, levando a que a sua polimerização possa ser inibida pelo oxigénio. (54,65)

### 1.3 Adesivos universais

Também denominados “Universal”, “Multi-purpose” ou “Multi-mode” foram lançados, em 2011. (10,66–69) São sistemas adesivos mais versáteis, e apresentam-se como uma aposta cada vez mais promissora em termos de aplicação clínica. (68,70,71) Permitem ao médico dentista decidir a técnica de adesão mais adequada a utilizar, recorrendo a versões simplificadas dos sistemas existentes: ER de dois passos, SE de um passo ou um condicionamento seletivo do esmalte. (10,66–68,72–75) Estes novos sistemas de adesão podem ser usados no esmalte, na dentina, e possuem ainda a capacidade de se ligarem a substratos como zircônia, metais nobres e não preciosos, compósitos e várias cerâmicas vítreas. (76)

Na maioria dos sistemas adesivos universais, os tradicionais monómeros de metacrilato são, frequentemente substituídos por monómeros funcionais como o 10-MDP (10- metacriloidecilo dihidrogênio fosfato). Mas, existem algumas soluções adesivas que utilizam ésteres de fosfato, como PENTA-P (dipentaeritritol monofosfato de acrilato de penta) e GPDM (glicerofosfato dimetacrilato), que também parecem ser alternativas bastante viáveis. (10,76,77) O 10-MDP é um monómero com propriedades acídicas, (são ésteres do ácido fosfórico), consegue condicionar e desmineralizar o esmalte e a dentina (76), é constituído por um grupo de metacrilato polimerizável e um grupo fosfato capaz de formar um sal estável com o cálcio presente na hidroxiapatite. (43,74,77) O 10-MDP, uma molécula hidrofóbica que permite diminuir a permeabilidade destes adesivos, conferindo-lhes uma elevada hidrofobicidade. (77) Tem demonstrado estabelecer ligações iónicas bastante fortes com o cálcio, e apresenta elevadas forças de adesão à hidroxiapatite presente no esmalte e na dentina, quando comparado com monómeros como o 4-META e o Fenil-P. (2,43,69) Este monómero tem também a capacidade de ligação química a metais, através da formação de sais de cálcio não solúveis. Assim, a partir do processo de adesão química, cria-se uma interface adesiva mais íntegra e estável, que tem demonstrado resultados bastante promissores, nos diversos estudos feitos com este inovador sistema de adesão. (36,39,43,45,70,74,78,79)

## 2. Permeabilidade

A permeabilidade por ser dividida em dois tipos: permeabilidade transdentinária e permeabilidade intradentinária.(80) A permeabilidade transdentinária, segundo a teoria hidrodinâmica, é responsável pela sensibilidade dentária e resulta do movimento dos fluídos da dentina dentro dos túbulos dentinários. (81) A permeabilidade intradentinária é responsável pela difusão dos monómeros de adesivo entre a matriz de dentina e os túbulos dentinários ou pela difusão de monómeros no lúmen dos túbulos constituídos por colagénio e é responsável por hibridizar os marcadores de resina nas paredes dos túbulos. (80,81)

Pode ser medida quantitativamente, sendo expressa em condutividade hidráulica, que corresponde à facilidade com que o fluído passa através de uma unidade de superfície, sob uma pressão, por unidade de tempo. (82) É avaliada através de estudos que medem difusão de solutos radioativos, estudos morfológicos que utilizam microscopia eletrónica de varrimento e microscopia eletrónica de transmissão (36,57), ou medida quantitativamente em estudos que avaliam o movimento do fluído através da dentina. (83–85)

Como já foi referido anteriormente, a dentina apresenta túbulos cuja densidade aumenta com a proximidade da polpa, o que significa que, a permeabilidade não é uniforme, variando nas diferentes zonas onde é medida. (24,26,27) A proximidade com a polpa e o tamanho dos túbulos, a área de superfície de difusão dentinária (resultado do número e diâmetro dos túbulos), a espessura da dentina, a temperatura, carga, concentração e solubilidade das espécies de difusão, são fatores que podem influenciar a permeabilidade de um dente. (86)

Vários estudos têm sido desenvolvidos no sentido de reduzir a permeabilidade dentária. Foi, então se propôs que a aplicação de uma camada adicional de resina hidrófoba, durante o processo de adesão. (87) Esta camada extra promove o aumento da concentração de monómeros hidrófobos dentro da camada hidrofílica, reduzindo a sua afinidade para a água e melhorando as suas propriedades físicas. (35) Sabemos que os adesivos simplificados, *etch-and-rinse* de dois passos e *self-etch* de um passo, mesmo após a polimerização do sistema adesivo, não são completamente impermeáveis, sendo capazes de absorver água, uma vez que não incluem a aplicação de uma resina hidrofóbica sobre a sua solução adesiva altamente hidrofílica. (35,36,45,88) A aplicação

final de uma camada de resina adesiva hidrofóbica, torna a interface adesiva menos hidrofílica, reduz a absorção de água e resulta em maiores forças de adesão à dentina.(7,36,47,89,90)

Relativamente aos sistemas adesivos universais, a informação acerca da sua performance é ainda escassa. No entanto, foi demonstrado que o uso de uma camada adicional, permitiu um aumento da força de resistência adesiva entre a dentina e a resina dos adesivos universais, quando usados como *self-etch*, e melhorou o grau de conversão da camada híbrida, tanto na versão *self-etch* como *etch-and-rinse*.(73) Quanto à redução da nanoinfiltração, parece que esta está mais dependente da composição do adesivo do que da estratégia usada (*self-etch* ou *etch-and-rinse*). (73) Têm sido propostas alterações ao protocolo dos sistemas adesivos, com o objetivo de torná-los cada vez menos permeáveis. Uma das propostas é a extensão do tempo de polimerização, que poderá ser um dos fatores que contribuiu para reduzir a permeabilidade. (85)

### 3. Polimerização

Com a evolução da Dentisteria Restauradora, tornou-se cada vez mais importante procurar melhorar o desempenho dos sistemas adesivos simplificados.(91,92) e, têm sido propostas alterações nos vários estudos realizados. Destacam-se, por exemplo, alteração do tempo de secagem do adesivo, (52) aplicação de várias camadas de adesivo (93,94), e ainda, a modificação do tempo de polimerização. (85)

Sabemos que uma correta polimerização é fundamental para converter os monómeros presentes nos diversos sistemas adesivos. Tem sido especulado que uma das razões para a ocorrência da nanoinfiltração, descrita em vários estudos, pode ser causada pela polimerização incompleta do adesivo utilizado. (85) É importante, ter em atenção que a polimerização pode ser afetada por vários fatores, como, o aprisionamento de água residual no adesivo-dentina interfaces, que leva ao compromisso no grau de conversão de monómeros adesivos. (4,93,95–97) Este fenómeno ocorre frequentemente em adesivos simplificados. Diversos estudos anteriores, mostraram que as camadas híbridas e camadas adesivas são porosas e apresentam canais de água e domínios hidrofílicos.(84,95) A presença de gotas de fluido sobre as superfícies adesivas é a consequência da permeação de água que ocorre muito rapidamente, nesses adesivos. A polimerização sub-ótima da matriz polimérica



adesiva, pode ser a causa deste fenómeno e como se trata de um problema bastante frequente e relevante nestes adesivos, tornou-se importante examinar a relação entre o grau de polimerização dos adesivos dentinários e sua permeabilidade a movimentos de fluidos.(85)

Ao longo dos anos, a extensão da polimerização dos sistemas adesivos, tem sido investigada e recentemente, um estudo correlacionou a extensão de polimerização e a permeabilidade de vários adesivos. (85) Foi notório que adesivos simplificados, quer ER quer ED, apresentaram polimerizações mais incompletas e maiores valores permeabilidade, que se deve provavelmente à presença de concentrações mais elevadas de monómeros hidrofílicos.(85)

Ainda são poucos os estudos que avaliam se uma polimerização mais prolongada dos sistemas adesivos poderá contribuir para uma significativa redução da permeabilidade dentinária. Trata-se de um fator muito importante que deve ser avaliado e estudado, uma vez que a eficácia dos adesivos depende fortemente da sua capacidade de reduzir a permeabilidade dentinária.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

## II. OBJETIVO

O objetivo deste estudo *in vitro* foi quantificar a permeabilidade dentinária, medida em termos de condução hidráulica, de um sistema adesivo universal, OptiBond Universal (Kerr), aplicado na dentina, de acordo com a estratégia de self-etch, utilizando diferentes tempos de polimerização.

H0: Não existem diferenças na redução de permeabilidade dentinária na aplicação de um sistema *self-etch* com diferentes tempos de polimerização (10, 20 e 40 segundos).

H1: Existem diferenças na redução de permeabilidade dentinária na aplicação de um sistema *self-etch* com diferentes tempos de polimerização (10, 20 e 40 segundos).

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

### III. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 1. Tipo de estudo

Estudo experimental *in vitro* realizado com o objetivo de avaliar a permeabilidade dentinária medida em termos de condução hidráulica (variável dependente), de um sistema adesivo universal aplicado na dentina de acordo com a estratégia de self-etch, comparando diferentes tempos de polimerização: Grupo A (controle): 10 segundos, Grupo B: 20 segundos, Grupo C: 40 segundos (variável independente), utilizando um aparelho para medir permeabilidade dentinária (constante independente).

#### 2. Design do estudo

Utilizou-se uma amostra 30 terceiros molares humanos (íntactos e sem evidência macroscópica de cárie ou restaurações). Os dentes foram armazenados, primeiramente em Cloramina T a 0,5% (Sigma Chemical Co., St Louis, MO, EUA) a 4°C, por 2 semanas, e em seguida, colocados em água destilada a 4°C., de acordo com a norma ISO TR 11405, durante um período inferior a três meses, após a extração.

Todos os dentes foram limpos em água corrente com uma cureta periodontal antes da preparação.

#### 3. Materiais Utilizados

Para a concretização deste estudo, foram utilizados os seguintes materiais:

Material	Identificação	Composição
Adesivo Optibond™ universal	Kerr Corporation 1717 W. Collins Ave. Orange, CA 92867-5422 U.S.A.	Acetona Etanol 2-Hidroxietil Metacrilato Glicerol Fosfato Dimetacrilato Glicerol Dimetacrilato

<b>Ácido fosfórico</b>	Total-Etch, Ivoclar Vivadent	Ácido fosfórico (37%) Agentes de espessamento e pigmentos
------------------------	---------------------------------	--------------------------------------------------------------

**Tabela 1:** Materiais utilizados e a sua respetiva descrição.

#### 4. Preparação dos dentes

Para cada dente obteve-se um segmento da coroa, expondo a dentina média. Seccionou-se as coroas com dois cortes, separados por alguns milímetros, paralelos à superfície oclusal, utilizando um disco de diamante a baixa rotação (350rpm) (Isomet 1000, Buehler Ltd. Ltd., Lake Buff, IL, EUA).

1. Começou-se por fixar as coroas dos dentes a um suporte acrílico com cera adesiva, perpendicular ao longo eixo do dente (Fig.1);
2. O primeiro corte foi feito 1-2 mm abaixo da junção amelo-cementária (CEJ) para remover as raízes (Fig.2);
3. O segundo corte foi feito paralelamente ao primeiro de forma a obter um segmento de coroa que contenha pelo menos 0,7mm de dentina profunda (Fig.3);



**Figura 1** - Dente colado ao suporte acrílico através de cera colante.



**Figura 2** - Primeiro corte a 1-2mm da CEJ.



**Figura 3** - Disco de dentina.

4. A porção pulpar foi condicionada com ácido fosfórico a 37% (Total-Etch, Ivoclar Schaan, Liechtenstein) durante 1 minuto (Fig.4), sendo colada de seguida em peças acrílicas standardizadas (1cmx0,5cmx1cm) com godiva. Estas peças de acrílico têm um canal central que permite a passagem de uma agulha 18G conectada a um sistema hidráulico (Fig.5).



## 5. A

superfície da dentina

**Figura 4** - Aplicação de ácido fosfórico a 37% na porção pulpar do disco de dentina.

foi polida de modo a recriar uma *smear layer* uniforme semelhante à obtida em situações clínicas. Utilizaram-se grão 600 (Ultra-Prep, Buehler numa máquina de polimento Lake Buff, IL, EUA), com 1 minuto, sob refrigeração com



**Figura 5** - Disco de dentina colada em peças acrílicas estandardizadas (1cmx0,5cmx1cm) com godiva.

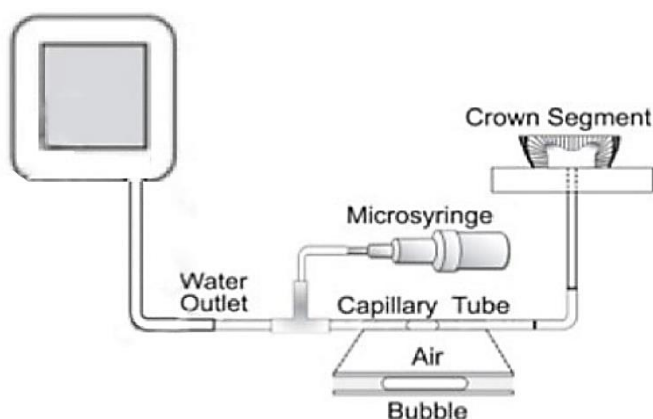
se discos de polimento de Ltd., Lake Bluff, IL, EUA), (Ecomet 3, Buehler Ltd., rpm de velocidade durante 1 água (Fig.6).

**Figura 6** - Polimento do disco de dentina com discos de polimento de grão 600.

## 5. Ensaio de Permeabilidade

A placa de suporte, de cada espécime, foi ligada a um sistema de pressão hidráulica, tal como esquematizado na figura, com 37 cm H<sub>2</sub>O.

Inicialmente, foi introduzida uma bolha de ar no sistema, sendo esta levada até à zona do capilar de vidro, com 0,7mm de diâmetro, que se encontra sobre uma escala milimétrica, entre o reservatório de pressão e o disco de dentina. (98)



**Figura 7** - Diagrama esquemático do aparelho utilizado nas medições da permeabilidade dentinária (adaptado de (Sahin et al. 2012)).

**Figura 8** - Aparelho utilizado nas medições da permeabilidade dentinária.

Definiu-se que a permeabilidade máxima de cada espécime é 100%. Para avaliar a permeabilidade, a *smear-layer* foi removida com ácido ortofosfórico 37% (Total-Etch, Ivoclar Schaan, Liechtenstein), aplicado durante 15 segundos com pressão de 0 cm H<sub>2</sub>O, sendo a superfície lavada com água destilada durante 5 segundos. A progressão da bolha de ar foi medida a cada 2 minutos, durante um intervalo de 6 minutos, de modo a determinar a taxa de fluxo, em milímetros por minuto.

Seguidamente, a *smear-layer* foi novamente recriada com lixa (Buehler – grão 600) na superfície oclusal do espécime, onde foi posteriormente aplicado o adesivo pela técnica self-etch, com o sistema fechado. O adesivo foi aplicado e polimerizado e seguidamente a progressão da bolha de ar foi novamente avaliada, durante um intervalo de 6 minutos, medida a cada 2 minutos, de modo a determinar a taxa de fluxo em milímetros por minuto.

## 6. Distribuição e tratamento dos segmentos das coroas

Distribuiu-se os dos 30 segmentos, aleatoriamente, por 3 grupos (utilizando o sistema adesivo, OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), modo de aplicação Self-Etch, 1 passo).



**Figura 9** - Optibond™ universal single-component universal adhesive (Kerr, Orange, CA, EUA).



**Grupo A (controle):** 10 segundos de polimerização;

**Grupo B:** 20 segundos de polimerização;

**Grupo C:** 40 segundos de polimerização.

Para diminuir possíveis vies, os segmentos das coroas foram tratados de forma aleatória e sempre pelo mesmo operador.

**Grupo A (controle)-** OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), de acordo com as instruções do fabricante, polimerizando o adesivo durante 10 segundos (sbu se d):

1. Preparou-se a cavidade.
2. Lavou-se cuidadosamente com spray de água e secou-se com um fluxo de ar suave de modo a evitar a desidratação completa da cavidade, prevenindo o colapso das fibras de colagénio e posterior infiltração do adesivo.
3. Antes de abrir o recipiente de OptiBond Universal Unidose, agitou-se levemente durante 10 segundos, de modo a que as várias fases do adesivo fossem misturadas.
4. Para o uso em um único paciente/dente: abriu-se o dispositivo unidose e inseriu-se o pincel aplicador no recipiente, para humedecer a ponta aplicadora.
5. Aplicou-se uma quantia generosa de adesivo OptiBond Universal na superfície do esmalte/dentina, 1mm além das margens da cavidade.
6. Com o pincel aplicador descartável, esfregou-se a superfície com movimento de escovagem, durante 20 segundos, por forma a facilitar a penetração do adesivo.
7. Secou-se o adesivo, primeiro com um jato de ar leve a 15 cm da cavidade, aumentando a pressão de ar e diminuindo a distância, durante 5 segundos. Este passo promoveu a evaporação do solvente e da humidade residual que possa existir dentro da matriz de colagénio da camada de dentina. A superfície devia ter um aspeto brilhante e uniforme. Caso contrário, repetiu-se os passos 5, 6 e 7.
8. Fotopolimerizou-se por 10 segundos, a uma distância de 1-2mm da superfície, com o fotopolimerizador (Elipar™ S10 LED Curing Light, 3M ESPE, MN, USA)

**Grupo B** - OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), de acordo com as instruções do fabricante, polimerizando o adesivo durante 20 segundos (sbu se d):

1. Preparou-se a cavidade.
2. Lavou-se cuidadosamente com spray de água e secou-se com um fluxo de ar suave de modo a evitar a desidratação completa da cavidade, prevenindo o colapso das fibras de colagénio e posterior infiltração do adesivo.
3. Antes de abrir o recipiente de OptiBond Universal Unidose, agitou-se levemente durante 10 segundos, de modo a que as várias fases do adesivo fossem misturadas.
4. Para o uso em um único paciente/dente: abriu-se o dispositivo unidose e inseriu-se o pincel aplicador no recipiente, para humedecer a ponta aplicadora.
5. Aplicou-se uma quantia generosa de adesivo OptiBond Universal na superfície do esmalte/dentina, 1mm além das margens da cavidade.
6. Com o pincel aplicador descartável, esfregou-se a superfície com movimento de escovagem, durante 20 segundos, por forma a facilitar a penetração do adesivo.
7. Secou-se o adesivo, primeiro com um jato de ar leve a 15 cm da cavidade, aumentando a pressão de ar e diminuído a distância, durante 5 segundos. Este passo promoveu a evaporação do solvente e da humidade residual que possa existir dentro da matriz de colagénio da camada de dentina. A superfície devia ter um aspeto brilhante e uniforme. Caso contrário, repetiu-se os passos 5, 6 e 7.
8. Fotopolimerizou-se por 20 segundos, a uma distância de 1-2mm da superfície, com o fotopolimerizador (Elipar™ S10 LED Curing Light, 3M ESPE, MN, USA)

**GRUPO C-** OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), de acordo com as instruções do fabricante, polimerizando o adesivo durante 40 segundos (sbu se d):

1. Preparou-se a cavidade.
2. Lavou-se cuidadosamente com spray de água e secou-se com um fluxo de ar suave de modo a evitar a desidratação completa da cavidade, prevenindo o colapso das fibras de colagénio e posterior infiltração do adesivo.
3. Antes de abrir o recipiente de OptiBond Universal Unidose, agitou-se levemente durante 10 segundos, de modo a que as várias fases do adesivo fossem misturadas.
4. Para o uso em um único paciente/dente: abriu-se o dispositivo unidose e inseriu-se o pincel aplicador no recipiente, para humedecer a ponta aplicadora.
5. Aplicou-se uma quantia generosa de adesivo OptiBond Universal na superfície do esmalte/dentina, 1mm além das margens da cavidade.
6. Com o pincel aplicador descartável, esfregou-se a superfície com movimento de escovagem, durante 20 segundos, por forma a facilitar a penetração do adesivo.
7. Secou-se o adesivo, primeiro com um jato de ar leve a 15 cm da cavidade, aumentando a pressão de ar e diminuindo a distância, durante 5 segundos. Este passo promoveu a evaporação do solvente e da humidade residual que possa existir dentro da matriz de colagénio da camada de dentina. A superfície devia ter um aspeto brilhante e uniforme. Caso contrário, repetiu-se os passos 5, 6 e 7.
8. Fotopolimerizou-se por 40 segundos, a uma distância de 1-2mm da superfície, com o fotopolimerizador (Elipar™ S10 LED Curing Light, 3M ESPE, MN, USA)

Após a aplicação do adesivo, durante um intervalo de 6 minutos, foi medida a progressão da bolha de ar, a cada dois minutos de cada espécime.

### ***Cálculos para determinar a permeabilidade dentinária***

A permeabilidade dentinária de cada espécime foi medida duas vezes:

- 1) após o condicionamento ácido, servindo esta medição como permeabilidade máxima ( $P_b = 100\%$ ),
- 2) após a aplicação e fotopolimerização do adesivo ( $P_a$ ).

Estas duas medidas foram utilizadas para calcular a redução da permeabilidade da dentina. Ao valor inicial de permeabilidade dentinária, medido após o condicionamento ácido ( $P_b$ ), foi atribuído um valor de 100%. Para cada espécime determinou-se a sua permeabilidade antes da aplicação do adesivo e depois de aplicado o adesivo no espécime, voltou a medir-se a redução da permeabilidade da dentina após a polimerização do adesivo ( $P_a$ ) que é expressa como uma percentagem de valor máximo  $[100 - (P_a / P_b \times 100)]$ . Deste modo, cada espécime serviu como controlo de si próprio.

## **IV. ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Foi realizada inicialmente, a análise estatística descritiva dos valores de permeabilidade após aplicação do adesivo. A média dos valores de permeabilidade e o desvio padrão foram calculadas para cada um dos grupos analisados.

Uma vez garantida a normalidade e homogeneidade das variâncias através dos testes *Shapiro-Wilk* e *Levene*, foi utilizado o teste paramétrico *one-way* ANOVA, de forma a comparar a permeabilidade medida nos diferentes grupos experimentais. O nível de significância estatística foi fixado em 5%.

## V. RESULTADOS

### *Análise dos valores de permeabilidade*

No presente estudo foram obtidos um total de 30 discos, um espécime por cada dente, submetidos ao ensaio de permeabilidade dentinária.

Os valores médios da redução de permeabilidade (%), os respectivos desvios padrão e os valores máximos e mínimos dos vários grupos experimentais, encontram-se listados na Tabela 2.

Grupos Experimentais	Valores de redução de permeabilidade			
	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
<b>Grupo A (controle)-</b> <i>Optibond</i> <sup>TM</sup> , polimerizando o adesivo durante 10 seg.	67%	20%	30%	93%
<b>Grupo B</b> - <i>Optibond</i> <sup>TM</sup> , polimerizando o adesivo durante 20 seg.	77%	12%	51%	92%
<b>Grupo C</b> - <i>Optibond</i> <sup>TM</sup> , polimerizando o adesivo durante 40 seg.	62%	18%	33%	79%

**Tabela 2:** Valores de média, desvio padrão, mínimo e máximo de permeabilidade, em percentagem, por grupo experimental.

Como podemos observar na tabela 2, após a aplicação do sistema adesivo, conseguimos obter sempre uma redução da permeabilidade nos três grupos experimentais. Além disso, o grupo B (20 segundos de polimerização) obteve o valor mais elevado de redução de permeabilidade, seguido do grupo A (controle: 10 segundos de polimerização), e por último, o grupo C (40 segundos de polimerização). Podemos também observar que o Grupo B apresenta os valores mais consistentes.

Os valores de permeabilidade obtidos (Tabela 2) foram comparados com os testes *Shapiro-Wilk* e o *Levene* (Tabela 3 e 4) e uma vez garantida a normalidade e homogeneidade das variâncias, foi utilizado o teste paramétrico *one-way* ANOVA. Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos ( $p>0,05$ ),  $p=0,121$ .

	Grupos	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
		Statistic	df	Sig.	Statistic	df	Sig.
Permeabilidade	10s	,177	10	,200 <sup>*</sup>	,924	10	,388
	20s	,226	10	,160	,911	10	,287
	40s	,186	10	,200 <sup>*</sup>	,863	10	,083

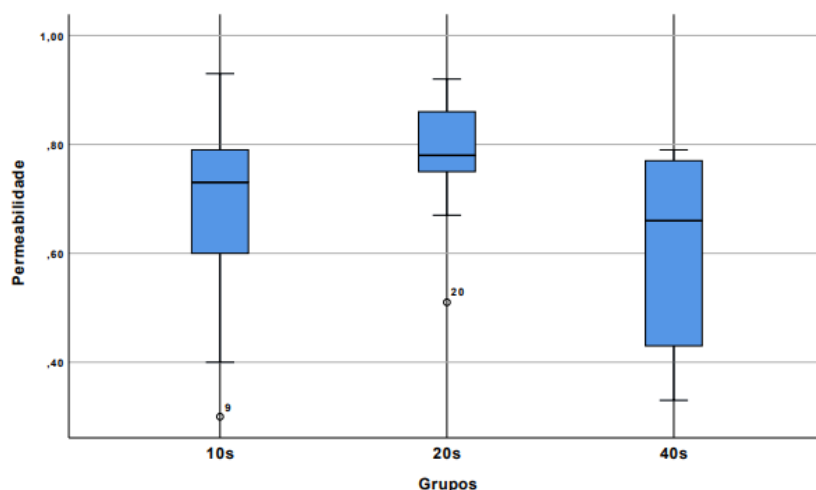
**Tabela 3:** Testes de *Shapiro-Wilk* para avaliação da normalidade da distribuição de valores.

Test of Homogeneity of Variances					
		Levene Statistic	df1	df2	Sig.
Permeabilidade	Based on Mean	1,475	2	27	,247
	Based on Median	,943	2	27	,402
	Based on Median and with adjusted df	,943	2	22,149	,404
	Based on trimmed mean	1,375	2	27	,270

**Tabela 4:** Testes de *Levene* para avaliação de homogeneidade da variância.

O diagrama box-plot (Diagrama 1) relativo à permeabilidade dentinária, exhibe resultados que mostram que o Grupo B apresenta um conjunto de resultados mais consistentes. Neste estudo experimental, os resultados obtidos demonstram que mesmo utilizando um tempo de polimerização mais prolongado, a permeabilidade dentinária é semelhante em todos os grupos.

## Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch



**Diagrama 1-** Extremos e quartis das permeabilidades (%) dos três grupos testados.

## VI. DISCUSSÃO

Os sistemas adesivos têm evoluído no sentido de tornar os procedimentos clínicos mais rápidos e simples. Desde o total-etch até aos adesivos universais, muitos estudos têm sido desenvolvidos no sentido de alcançar um sistema adesivo ideal. (10,51)

A última geração de sistemas adesivos lançada no mercado foram os adesivos Universais. Este novo sistema de adesivos possui a enorme vantagem de adaptação à situação clínica, podendo ser aplicado, tanto pelo modo ER ou SE. (39,68) O adesivo OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), faz parte desta nova família de sistemas adesivos.

Com a crescente evolução dos sistemas adesivos, vários estudos têm sido realizados com o objetivo de quantificar parâmetros com a permeabilidade dentinária, tentando avaliar a taxa de penetração e durabilidade do sistema adesivo aplicado. (83–85,98,99) Em 1974, Outhwaite, estabeleceu o primeiro método *in vitro* para medir o desempenho condutância da dentina, e a partir desse momento, a permeabilidade tem sido avaliada, não só em estudos quantitativos, mas também em estudos morfológicos em microscopia eletrônica de varrimento e microscopia eletrônica de transmissão. (53) No entanto, estes são apenas qualitativos e devem ser, idealmente, complementados com estudos que incluam uma medição rigorosa da permeabilidade, uma vez que não fornecem nenhuma informação quantitativa da extensão do movimento da água através da interface resina-dentina.(91)

No presente estudo, a permeabilidade dentinária foi medida em termos de condução hidráulica, aplicou-se o sistema adesivo OptiBond Universal (Kerr, Orange, CA, EUA), na dentina, de acordo com a estratégia de self-etch, e utilizou-se um aparelho para medir a permeabilidade dentinária, comparando os diferentes tempos de polimerização nos três grupos experimentais.

O sistema adesivo testado foi aplicado e medido numa superfície que incluía sobretudo dentina, e a forma como preparamos este substrato é um parâmetro a considerar, uma vez que, na prática clínica, durante a preparação das cavidades, são usados instrumentos rotatórios que produzem uma camada de smear e esta desempenha um papel importante na adesão.(2) Quando são realizados estudos experimentais, essa camada deve ser reproduzida.(7,66,73,97) e no presente estudo, utilizou-se papel abrasivo de carboneto de sílica com grão 600 (Ultra-Prep, Buehler Ltd., Lake Bluff, IL, EUA), para produzir uma *smear layer* padronizada e uniforme, que foi criada polindo a dentina exposta.

É importante referir também que, cada espécime foi usado como seu próprio controlo, reproduzindo o que foi feito em estudos publicados anteriormente. (85,98) Foi efetuado um condicionamento com ácido sobre cada espécime e a permeabilidade de 100%, corresponde ao controlo positivo. Os valores medidos após a aplicação do sistema adesivo, foram sempre uma proporção deste valor. Antes da aplicação do adesivo e após condicionamento ácido, a *smear-layer* foi recriada.

Foi determinado, num estudo efetuado por Ciucchi, em 1995, que o valor médio da pressão pulpar *in-vivo* é de 17 cmH<sub>2</sub>O. (100) Neste estudo, foi aplicada uma pressão pulpar simulada de 37cmH<sub>2</sub>O, durante a medição da permeabilidade. Contudo, durante a aplicação do sistema adesivo, utilizou-se uma pressão de 0 cmH<sub>2</sub>O, com o objetivo de serem obtidos resultados mais representativos das condições clínicas. (99)(101)

Após o trabalho experimental e análise estatística dos dados, verificou-se que os vários grupos experimentais testados apresentavam valores médios de permeabilidade similares: grupo A ( $67 \pm 20\%$ ), B ( $77 \pm 12\%$ ) e grupo C ( $62 \pm 18\%$ ). Não existem diferenças estatisticamente significativas nas várias permeabilidades medidas, uma vez que  $p > 0,05$ . Deste modo, podemos verificar que a hipótese nula não foi rejeitada.

A introdução do sistema adesivo Optibond universal no mercado é muito recente, daí a ausência de estudos disponíveis, o que impossibilitou a direta de comparação dos valores médios de permeabilidade obtidos nesta investigação. Este



sistema adesivo, promoveu a redução da permeabilidade nos três grupos experimentais, ao contrário do que se observou num estudo anterior com adesivos SE de uma etapa, que rejeitou a hipótese de que estes adesivos permitem uma eficaz redução da permeabilidade. (84) No entanto, o sistema adesivo universal usado neste estudo na versão *self-etch*, demonstrou que apesar de ser aplicado um tempo de polimerização mais prolongado, de 10, 20 e 40 segundos, comparando os vários grupos experimentais, não foram verificadas diferenças significativas nos valores de permeabilidade dentinária, contrariamente ao que foi determinado noutros estudos, que apoiaram que os adesivos podem tornar-se menos permeáveis, usando tempos de polimerização mais extensos do que o recomendado pelo respetivo fabricante. É importante referir, que estes estudos utilizaram tempos de polimerização mais longos. (83,85)

Seria de esperar que após a aplicação do sistema adesivo, a permeabilidade fosse bastante reduzida ou mesmo inexistente, fenómeno que não ocorreu em estudos anteriores, nem no presente estudo. Pode ser explicado pelas diferentes composições dos sistemas adesivos, pela presença de monómeros de resina polimerizados de forma incompleta, ou devido à presença de camadas de oxigénio, que inibem a completa polimerização do sistema adesivo. (85) Outro fator que parece afetar a correta polimerização do adesivo, é a elevada percentagem de monómeros hidrofílicos, que permite o movimento de moléculas de água na dentina, através da camada de adesivo e a presença de água nos sistemas adesivos, pode levar a uma polimerização sub-ótima da resina, (83,85,96,98) contribuindo para acelerar a sorção de água, comprometendo a integridade da ligação. (85)

Avaliando apenas a permeabilidade, os sistemas *etch-and-rinse* usados, em estudos anteriores, demonstraram valores de permeabilidade mais elevados que os sistemas de autocondicionamento. (99,102) Esta situação pode ser explicada pelo efeito dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* na dentina, que com o condicionamento ácido, permitem abertura completa dos túbulos dentinários, facilitando a movimentação de água a partir da dentina para a interface adesiva. (103) A água remanescente após este procedimento, pode também ser responsável pela polimerização incompleta e eluição dos monómeros do adesivo, resultando em maior permeabilidade e permitindo o movimento do fluido a partir dos túbulos para a interface adesiva. (26) Nestes sistemas existe uma profundidade de desmineralização maior, e as resinas aplicadas penetram mais profundamente na dentina, tornando o processo de polimerização mais difícil e

complexo. Tem sido demonstrado, que mesmo sob condições ideais, a conversão de monómero em polímero é de apenas 55-60 %. (33)

Os adesivos *self-etch*, aplicados sobre a *smear-layer* e *smear-plugs*, levam a uma significativa diminuição da permeabilidade transdentinária e da humidade da superfície dentinária e os valores de permeabilidade são mais baixos comparativamente aos adesivos *etch-and-rinse*. (91,104) No entanto, o estudo de Sauro, em 2007, demonstrou que adesivos *all-in-on*, apresentam valores de permeabilidade mais elevados, que sistemas *self-etch* de dois passos. (98)

Este trabalho trata-se de um estudo *in vitro* que não permite a extrapolação direta dos resultados para uma situação *in vivo*. Frequentemente, os resultados laboratoriais obtidos, não se correlacionam com o desempenho clínico e podem eventualmente diferir dos resultados que seriam obtidos *in vivo*. Devido a variáveis externas, como as existentes na cavidade oral, não podemos realizar inferências diretas da informação obtidas num estudo *in vitro*. Este tipo de estudo é, no entanto, fundamental porque permite aos investigadores avaliar o verdadeiro desempenho de um material, que não pode ser determinado sem testes laboratoriais rigorosos. (2) Outra limitação importante, foi o facto de serem apenas utilizados dentes livres de cárie. Como sabemos, na prática clínica, a maioria dos procedimentos adesivos é realizada em dentes afetados por lesões de cárie. No entanto, pretendíamos uma padronização da nossa amostra. (105)

No futuro seria interessante, tentar minimizar as várias limitações presentes neste estudo aumentando a amostra, aumentando o tempo de polimerização, utilizando testes como microtração, avaliando o comportamento deste sistema adesivo quando aplicado em dentina cariada, ou ainda executar estudos clínicos.

## **VII. CONCLUSÃO**

No presente estudo, e tendo em conta as suas limitações, pode concluir-se que apesar de se verificar uma redução da permeabilidade dentinária em todos os grupos testados, não existem diferenças na redução de permeabilidade com o aumento do tempo de polimerização do adesivo universal testado. Uma vez que grupo controlo e os grupos testados não apresentaram diferenças estatisticamente significativas, temos de aceitar a hipótese nula de que a permeabilidade dentinária não é influenciada por um tempo de polimerização mais prolongado.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

## VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater.* 2010;26(2):100–21.
2. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* 2011;27(1):17–28.
3. Meerbeek B Van, Munck J De, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent.* 2003;28(3):215–35.
4. Perdigão J. Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):277–301.
5. Buonocore MG. A Simple Method Of Increasing The Adhesion Of Acrylic Filling Materials To Enamel Surfaces. *J Dent Res.* 1955;
6. Cardoso M V, Neves ADA, Mine A, Coutinho E, Landuyt K Van, Munck J De. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. 2011;31–44.
7. Perdigão J. New Developments in Dental Adhesion. *Dent Clin North Am.* 2007;51(2):333–57.
8. Perdigão J, MA M, A S. Immediate Adhesive Properties to Dentin and Enamel of

- a Universal Adhesive Associated With a Hydrophobic Resin Coat. *Oper Dent*. 2014;5(39):489–99.
9. Oliveira NM, Neto AI, Song W, Mano JF. Two-dimensional open microfluidic devices by tuning the wettability on patterned superhydrophobic polymeric surface. *Appl Phys Express*. 2010;3(8):6–8.
  10. Sezinando A. Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dentária e Cir Maxilofac*. 2014;55(4):194–206.
  11. Carvalho RM, Pegoraro TA, Tay FR, Pegoraro LF, Silva NRFA, Pashley DH. Adhesive permeability affects coupling of resin cements that utilise self-etching primers to dentine. *J Dent*. 2004;32(1):55–65.
  12. Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, et al. Adhesives and Cements to Promote Preservation Dentistry. *Oper Dent Suppl*. 2001;(6):119–44.
  13. Nakabayashi, N., Kojima, K., Matsuhara E. Promotion of adhesion by infiltration monomers into tooth substrates. *J Biomed Mat Res*. 1982;16:265–73.
  14. Meerbeek B Van, Vanherle G. The clinical performance. 1998;26(1).
  15. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalhos RM. Adhesion testing of dentin bonding agents : A review. 1995;11(March):117–25.
  16. Guignes P, Nasr K. Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives. 2009;37:691–9.
  17. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials*. 2003;24(21):3795–803.
  18. Park S, Wang AEDH, Zhang AED. Mechanical properties of human enamel as a function of age and location in the tooth. *J Mater Sci Mater Med*. 2008;(19):2317–24.
  19. Nagem Filho et al. Efeito do condicionamento ácido na morfologia do esmalte. *Rev FOB*. 2000;v.8(n.1):79–85.
  20. Ten Cate JM. Remineralization of caries lesions extending into dentin. *J Dent Res*. 2001;80(5):1407–11.
  21. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique Sensitivity of Dentin Bonding: Effect of Application Mistakes on Bond Strength and Marginal Adaptation. *Oper Dent*. 2000;25(4).

22. Pashley DH. Dynamics of the pulp-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med*. 1996;7(2):104–33.
23. Fogel HM, Marshall FJ, Pashley DH. Effects of Distance from the Pulp and Thickness on the Hydraulic Conductance of Human Radicular Dentin. *J Dent Res*. 1988;67(11):1381–5.
24. Perdigão J. Dentin bonding — Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater*. 2010;6(1996):24–37.
25. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron of human microscopic investigation. *Arch Oral Biol*. 1976;21:355–62.
26. Pashley EL, Tao L, Derkson G, Pashley DH. Dentin permeability and bond strengths after various surface treatments. *Dent Mater*. 1989;5(6):375–8.
27. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Clinical Status of Ten Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res*. 1994;73(11):1690–702.
28. Peumans M, Kanumilli P, Munck De J, Landuyt Van K, Lambrechts P, Meerbeek Van B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*. 2005;21:864–81.
29. Swift EJ, Perdigão J, Wilder AD, Heymann HO, Sturdevant JR, Bayne SC. Clinical evaluation of two one-bottle dentin adhesives at three years. *J Am Dent Assoc*. 2001;132(8):1117–23.
30. MF M, El DH, IE G, EH M. Bond durability of different resin cements to caries-affected dentin under simulated intrapulpal pressure. *Oper Dent*. 2015;40(3):293–303.
31. Loretto SC, Karla A, Kelly R, Brandão Z, Cleide M, Carneiro M. polimerização formada por diferentes resinas compostas universais In vitro evaluation of polymerization shrinkage gap of different universal composite resins. 2010;7(4):430–8.
32. Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. REGIONAL RESISTANCES TO FLUID FLOW IN HUMAN DENTINE IN VITRO. 1978;23:807–10.
33. Pashley DH, Michelich V, Kehl T. Dentin permeability: Effects of smear layer removal. *J Prosthet Dent*. 1981;46(5):531–7.
34. Loguercio AD, Luque-Martinez I, Muñoz MA, Szesz AL, Cuadros-Sánchez J, Reis A. A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse

- adhesives. *Oper Dent*. 2014;39(6):652–62.
35. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent*. 2006;34(1):77–85.
  36. Munck J De, Landuyt K Van, Peumans M. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue : Methods and Results. *J Dent Res*. 2005;2(84):118–32.
  37. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater*. 2011;27(1):1–16.
  38. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological Aspects of the Resin-Dentin Interdiffusion Zone with Different Dentin Adhesive Systems. *J Dent Res*. 1992;71(8):1530–40.
  39. Chen C, Niu L, Xie H, Zhang Z, Zhou L, Jiao K, et al. Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles ? 2015;43(5):525–36. Available from:
  40. Van Meerbeek B, Munck J De, Yoshida Y. Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. 2003;28(3):215–35.
  41. Iii JK. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. *J Am Dent Assoc*. 1992;123(September).
  42. Perdigão J, Sezinando A, Monteiro PC. Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. *Oper Dent*. 2013;38(3):267–74.
  43. Landuyt KL Van, Snauwaert J, Munck J De, Peumans M, Coutinho E, Suzuki K, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*. 2007;28:3757–85.
  44. Meerbeek BVAN, Lambrechts P. Technique-Sensitivity of Contemporary Adhesives. *Dent Mater J*. 2005;24(1):1–13.
  45. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di R, Stefano E De. Dental adhesion review : Aging and stability of the bonded interface. 2008;4:90–101.
  46. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Vanherle G, Mohrbacher H, Celis JP, Roos JR, et al. Chemical Characterization of the Resin-Dentin Interface by Micro-Raman Spectroscopy. *J Dent Res*. 1993;72(10):1423–8.
  47. Yoshida BVMJDMY, Vijay SIMVP, Vanherle KVLPLG, Buonocore M. Adhesion to Enamel and Dentin : Current Status and Future Challenges.



2003;215–35.

48. Schulze KA, Oliveira SA, Wilson RS, Gansky SA, Marshall GW, Marshall SJ. Effect of hydration variability on hybrid layer properties of a self-etching versus an acid-etching system. *Biomaterials*. 2005;26(9):1011–8.
49. Hashimoto M, A.J G de, Kaga M, Feilzer AJ. Contraction Stress in Dentin. *Biomater Bioeng*. 2006;85(2):728–32.
50. Ernst CP. Positioning self-etching adhesives: Versus or in addition to phosphoric acid etching? *J Esthet Restor Dent*. 2004;16(1):57–69.
51. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, et al. Bond strength of composite to dentin using conventional , one-step , and self-etching adhesive systems. *J Dent*. 2001;29:55–61.
52. Hashimoto M, Fujita S, Endo K, Ohno H. In vitro degradation of resin-dentin bonds with one-bottle self-etching adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2009;117(5):611–7.
53. Tay FR, Pashley DH. Have Dentin Adhesives Become Too Hydrophilic? 2003;69(11):526–31.
54. Frankenberger R, Perdigão J, Rosa BT, Lopes M. “No-bottle” vs “multi-bottle” dentin adhesives - A microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*. 2001;17(5):373–80.
55. Landuyt K, Lambrechts P, Munck J, Meerbeek B, Peumans M. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(6):512–8.
56. Cho B, Dickens SH. Effects of the acetone content of single solution dentin bonding agents on the adhesive layer thickness and the microtensile bond strength. 2004;5641:107–15.
57. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel – dentin adhesives : A systematic review. *Dent Mater*. 2005;(21):895–910.
58. Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Analysis of the dentin ± resin interface by use of laser Raman spectroscopy. 2002;18:576–80.
59. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems . I : Depth of penetration beyond dentin smear layers. 2001;17:296–308.
60. Perdigão J, DMD, Ms, PhD. Bonding Characteristics of Self-etching Adhesives to Intact versus Prepared Enamel. *J Esthet Restor Dent*. 2003;(15):32–42.
61. Y. Y, K. N, R. F, Y. N, Okazaki<sup>3</sup> M, Shintani<sup>4</sup> H, et al. Comparative Study on

- Adhesive Performance of Functional Monomers. 2004;83(6):454–8.
62. Yoshida Y, VanMeerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*. 2000;79(2):709–14.
  63. Geneviève G, DDS, MS, MS, PhD. Effect of self-etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. *J Prosthet Dent*. 2005;93(1):56–63.
  64. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res*. 2002;81(7):472–6.
  65. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res*. 2003;82(2):141–5.
  66. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Dourado A, Hellen N, et al. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. 2013;1.
  67. Mena-serrano A, Kose C, Paula EADE. A New Universal Simplified Adhesive : 6-Month Clinical Evaluation. 2013;25(1):55–69.
  68. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, et al. A new universal simplified adhesive: 18-month clinical evaluation. *Oper Dent*. 2014;39(2):113–27.
  69. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Cadenaro M, Apolonio F, Diolosa M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system : 1-Year in vitro study. 2014;2:603–12.
  70. Perdigão J, Loguercio AD. Universal or Multi-mode Adhesives: Why and How? *J Adhes Dent*. 2014;16(2):193–4.
  71. Perdigão J, Swift EJ. Universal Adhesives. *J Esthet Restor Dent*. 2015;27(6):331–4.
  72. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Krämer N, Petschelt A. The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Esthet Restor Dent*. 2009;21(5):349–50.
  73. Munoz MA, Sezinando A, Martinez I, Luiza A, Reis A, Loguercio AD, et al. ScienceDirect Influence of a hydrophobic resin coating on the bonding efficacy of three universal adhesives. 2014;2:595–602.
  74. Oyama K, Tsujimoto A, Otsuka E, Shimizu Y, Shiratsuchi K, Tsubota K, et al. Influence of oxygen inhibition on the surface free energy and enamel bond strength of self-etch adhesives. *Dent Mater J*. 2012;31(1):26–31.

75. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new “multi-mode” adhesive to enamel and dentine. *J Dent*. 2012;40(6):475–84.
76. Alex G. Universal Adhesives: The Next Evolution in Adhesive Dentistry? 2015;(January).
77. Lawson NC, Robles A, Fu CC, Lin CP, Sawlani K, Burgess JO. Two-year clinical trial of a universal adhesive in total-etch and self-etch mode in non-carious cervical lesions. *J Dent*. 2015;43(10):1229–34.
78. Yoshihara K, Yoshida Y, Hayakawa S, Nagaoka N, Torii Y, Osaka A, et al. Self-etch monomer-calcium salt deposition on dentin. *J Dent Res*. 2011;90(5):602–6.
79. Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, et al. Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res*. 2012;91(4):376–81.
80. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int*. 24(9):618–31.
81. Pashley DH, Carvalho RM. Permeability and dentine adhesion. *J Dent*. 1997;25(5):355–72.
82. Pashley D. Dentine permeability: Theory and practise. Spangb LSW, ed *Exp Endod* Boca Raton, FL CRC Press. 1990;20–46.
83. Breschi L, Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Biasotto M, Prati C, et al. Polymerization kinetics of dental adhesives cured with LED : Correlation between extent of conversion and permeability. 2007;3:1066–72.
84. Chersoni S, Suppa P, Grandini S, Goracci C, Monticelli F, Yiu C, et al. In vivo and in vitro permeability of one-step self-etch adhesives. *J Dent Res*. 2004;83(6):459–64.
85. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci*. 2005;113(6):525–30.
86. Outhwaite WC, Livingston MJ, Pashley DH. Effects of changes in surface area, thickness, temperature and post-extraction time on human dentine permeability. *Arch Oral Biol*. 1976;21(10):599–603.
87. King NM, Tay FR, Pashley DH, Hashimoto M. Conversion of one-step to two-step self-etch adhesives for improved efficacy and extended application. *Am J*

- Dent. 2004;(17).
88. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater.* 2006;22(10):973–80.
  89. Ülker M, Özcan M, Şengün A, Özer F, Belli S. Effect of artificial aging regimens on the performance of self-etching adhesives. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater.* 2010;93(1):175–84.
  90. Reis A, Leite TM, Matte K, Michels R, Amaral RC, Geraldell S, et al. Improving clinical retention of one-step self-etching adhesive systems with an additional hydrophobic adhesive layer. *J Am Dent Assoc.* 2009;140(7):877–85.
  91. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid Movement across the Resin-Dentin Interface. *J Dent Res.* 2004;83(11):843–8.
  92. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am.* 2002;46(2):211–45.
  93. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent.* 2002;30(2–3):83–90.
  94. Taschner M, Kümmerling M, Lohbauer U, Breschi L, Petschelt A, Frankenberger R. Effect of double-layer application on dentin bond durability of onestep self-etch adhesives. *Oper Dent.* 2014;39(4):416–26.
  95. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc.* 2003;69(11):726–31.
  96. Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res.* 2005;84(4):350–4.
  97. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous Dentin Zone beneath Resin-impregnated. *Oper Dent.* 1994;80(2):59–64.
  98. Sauro S, Pashley DH, Montanari M, Chersoni S, Carvalho RM, Toledano M, et al. Effect of simulated pulpal pressure on dentin permeability and adhesion of self-etch adhesives. 2007;3:705–13.
  99. Sauro S, Mannocci F, Toledano M, Osorio R, Thompson I, Watson TF. Influence of the hydrostatic pulpal pressure on droplets formation in current etch-and-rinse and self-etch adhesives : A video rate / TSM microscopy and fluid filtration study. 2009;5:1392–402.

100. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod.* 1995;21(4):191–4.
101. Tao L, Pashley DH. Dentin perfusion effects on the shear bond strengths of bonding agents to dentin. *Dent Mater.* 1989;5(3):181–4.
102. Sahin C, Cehreli ZC, Yenigul M, Dayangac B. In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. 2012;31(3):401–8.
103. Prati C, Ferrieri P, Galloni C, Mongiorgi R, Davidson CL. Dentine permeability and bond quality as affected by new bonding systems. *J Dent.* 1995;23(4):217–26.
104. Perdigão J, Ramos JC, Lambrechts P. In vitro interfacial relationship between human dentin and one-bottle dental adhesives. *Dent Mater.* 1997;13(4):218–27.
105. Pashley EL, Talman R, Horner JA, Pashley DH. Permeability of normal versus carious dentin. 1991. p. 207–11.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

## **IX. ANEXOS**

**Tabela A. 1:** Estatística descritiva dos valores de permeabilidade dentinária.

Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

Descriptives				
Grupos			Statistic	Std. Error
Permeabilidade	10s	Mean	,6720	,06182
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	,5322
			Upper Bound	,8118
		5% Trimmed Mean	,6783	
		Median	,7300	
		Variance	,038	
		Std. Deviation	,19549	
		Minimum	,30	
		Maximum	,93	
		Range	,63	
		Interquartile Range	,25	
		Skewness	-,883	,687
		Kurtosis	,155	1,334
	20s	Mean	,7720	,03720
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	,6878
			Upper Bound	,8562
		5% Trimmed Mean	,7783	
		Median	,7800	
		Variance	,014	
		Std. Deviation	,11764	
		Minimum	,51	
		Maximum	,92	
		Range	,41	
		Interquartile Range	,13	
		Skewness	-1,191	,687
		Kurtosis	1,889	1,334
	40s	Mean	,6150	,05560
		95% Confidence Interval for Mean	Lower Bound	,4892
			Upper Bound	,7408
		5% Trimmed Mean	,6211	
		Median	,6600	
		Variance	,031	

**Tabela A. 2:** Testes *post-hoc* segundo o método de Tukey, para comparação dos diferentes grupos experimentais.



Efeito do tempo de polimerização na permeabilidade dentinária, utilizando um sistema adesivo universal pela técnica self-etch

### Multiple Comparisons

Dependent Variable: Permeabilidade

	(I) Grupos	(J) Grupos	Mean Difference (I-J)	Std. Error	Sig.	95% ... Lower Bound
Tukey HSD	10s	20s	-,10000	,07437	,384	-,2844
		40s	,05700	,07437	,726	-,1274
	20s	10s	,10000	,07437	,384	-,0844
		40s	,15700	,07437	,106	-,0274
	40s	10s	-,05700	,07437	,726	-,2414
		20s	-,15700	,07437	,106	-,3414
Scheffe	10s	20s	-,10000	,07437	,417	-,2926
		40s	,05700	,07437	,748	-,1356
	20s	10s	,10000	,07437	,417	-,0926
		40s	,15700	,07437	,127	-,0356
	40s	10s	-,05700	,07437	,748	-,2496
		20s	-,15700	,07437	,127	-,3496
Bonferroni	10s	20s	-,10000	,07437	,570	-,2898
		40s	,05700	,07437	1,000	-,1328
	20s	10s	,10000	,07437	,570	-,0898
		40s	,15700	,07437	,133	-,0328
	40s	10s	-,05700	,07437	1,000	-,2468
		20s	-,15700	,07437	,133	-,3468